

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 10-295823

(43)Date of publication of application : 10.11.1998

(51)Int.Cl.

A61M 29/00

(21)Application number : 10-105193

(71)Applicant : **ADVANCED CARDEOVASCULAR
SYST INC**

(22)Date of filing : 15.04.1998

(72)Inventor : **YAN JOHN Y**

(30)Priority

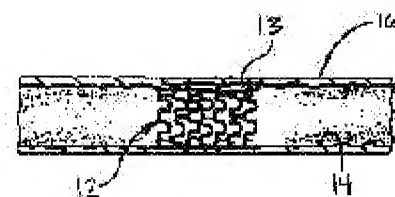
Priority number : 97 842660 Priority date : 15.04.1997 Priority country : US

(54) PRODUCTION OF MEDICINE-CONTAINING POROUS METALLIC ARTIFICIAL ORGAN

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide a medicine-contg. artificial organ, like a stent, to be arranged in the human tubular cavity.

SOLUTION: The metallic stent 12 has plural holes to put medicines into metal. When the stent is transplanted to the patient's vascular system, the medicines in the stent dissipate into the vascular system tissues proximal to the stent. The stent is formed of the porous metal in the form of a wire, tube or sheet. The invention also includes a method which includes a stage of arranging the metallic stent having plural holes in the stent and having the medicines in the holes and a stage for delivering the stent to the vascular system lesion section and treats the vascular system disease by sending the medicines to the vascular system lesion section.



(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平10-295823

(43) 公開日 平成10年(1998)11月10日

(51) Int.Cl.⁶

A 6 1 M 29/00

識別記号

F I

A 6 1 M 29/00

審査請求 未請求 請求項の数53 O L (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願平10-105193

(22) 出願日 平成10年(1998)4月15日

(31) 優先権主張番号 0 8 / 8 4 2 6 6 0

(32) 優先日 1997年4月15日

(33) 優先権主張国 米国 (U S)

(71) 出願人 592222709

アドヴァンスド カーディオヴァスキュラ
ー システムズ インコーポレーテッド
アメリカ合衆国 カリフォルニア州
95052-8167 サンタ クララ レイクサ
イド ドライブ 3200 ポスト オフィス
ボックス 58167

(72) 発明者 ジョン ワイ ヤン

アメリカ合衆国 カリフォルニア州
95032 ロス ガトス アン ウェイ 128

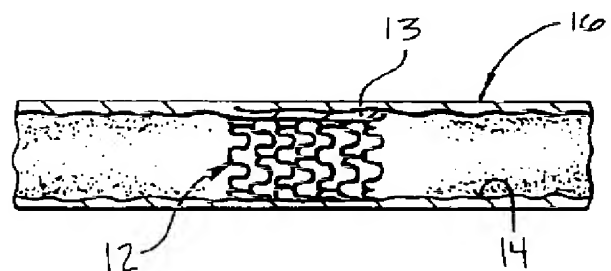
(74) 代理人 弁理士 中村 稔 (外6名)

(54) 【発明の名称】 薬剤入り多孔性金属人工器官の製造方法

(57) 【要約】

【課題】 ステンツのような、人間の管腔に配置される薬剤入り用人工器官を提供する。

【解決手段】 金属ステンツ(12)が金属中に薬剤を入れる複数の孔(18)を有する。ステンツが患者の血管系に移植されると、ステンツ内の薬剤はステンツの近位の血管系組織内へ消散する。ステンツは、ワイヤ(30)、チューブ又はシート(64)の形態で多孔性金属から形成される。本発明はまた、ステンツ内に複数の孔を有し、更に薬剤を孔内に有する金属ステンツを配置する段階及びステンツを血管系疾病部位に送出する段階を含む、薬剤を血管疾病部位へ送ることによって血管系疾病を治療する方法を含む。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 人間の管の開通性を維持するために形成され、複数の孔を有する金属人口器官と、前記金属人工器官に入れられた治療薬剤と、からなる薬剤用人口器官。

【請求項2】 身体の管の開通性を維持するために形成され、複数の孔を有するステントと、前記ステントに入れられた治療薬剤と、からなる薬剤用ステント。

【請求項3】 前記ステントは多孔性金属ワイヤで形成される、請求項2に記載のステント。

【請求項4】 前記ステントは焼結ステンレス鋼で形成される、請求項2に記載のステント。

【請求項5】 前記ステントは焼結元素金属で形成される、請求項2に記載のステント。

【請求項6】 前記ステントは焼結貴金属で形成される、請求項2に記載のステント。

【請求項7】 前記ステントは焼結抗腐食性金属で形成される、請求項2に記載のステント。

【請求項8】 前記ステントは焼結金属合金で形成される、請求項2に記載のステント。

【請求項9】 前記ステントは形状記憶合金で形成される、請求項8に記載のステント。

【請求項10】 前記ステントは白金合金で形成される、請求項8に記載のステント。

【請求項11】 前記ステントは金合金で形成される、請求項8に記載のステント。

【請求項12】 前記孔は約0.01 μ m乃至20 μ mの範囲の大きさである、請求項2に記載のステント。

【請求項13】 前記ステントは焼結されたほぼ球形の粒子で形成される、請求項2に記載のステント。

【請求項14】 前記焼結粒子は粒径約0.01 μ m乃至20 μ mである、請求項13に記載のステント。

【請求項15】 前記ステントは金属繊維で形成される、請求項2に記載のステント。

【請求項16】 前記金属繊維は編まれている、請求項15に記載のステント。

【請求項17】 前記ステントは内側粒子層及び外側粒子層を有し、前記外側粒子層は前記内側粒子層より大きな直径を有する、請求項2に記載のステント。

【請求項18】 前記ステントは非多孔性の芯を有し、且つ前記非多孔性の芯上に多孔性金属被覆を有する、請求項2に記載のステント。

【請求項19】 前記ステントはほぼ管状であり、且つ管の壁に埋め込まれるように形成された表面を有し、前記ステントはその十分な内皮化を許しながら前記表面の領域を最大にするために構成される、請求項2に記載のステント。

【請求項20】 前記ステントは、バルーンによって弾性限界を超えて拡張できるように形成される、請求項2

に記載のステント。

【請求項21】 前記ステントは自己拡張であるように形成される、請求項2に記載のステント。

【請求項22】 前記ステントは血管内で展開されるように形成される、請求項2に記載のステント。

【請求項23】 前記ステントは食道内で展開されるように形成される、請求項2に記載のステント。

【請求項24】 前記ステントは胆管内で展開されるように形成される、請求項2に記載のステント。

【請求項25】 更に、ステント表面上にポリマー被覆を有する、請求項2に記載のステント。

【請求項26】 前記被覆は約0.00254mm乃至0.051mm(0.0001インチ乃至0.002インチ)の範囲の厚さである、請求項25に記載のステント。

【請求項27】 前記被覆は生体ポリマーである、請求項25に記載のステント。

【請求項28】 前記生体ポリマーは合成ポリマーである、請求項27に記載のステント。

【請求項29】 前記被覆は合成ポリマーである、請求項25に記載のステント。

【請求項30】 群の前記被覆はポリウレタン、ポリエチレンテラフタレート、ポリエチレン、エチレンビニルアセテート、シリコン、又はポリエチレンオキサイド(PEO)からなる、請求項29に記載のステント。

【請求項31】 前記被覆はヒドロゲルである、請求項25に記載のステント。

【請求項32】 前記被覆はヘパリン被覆である、請求項25に記載のステント。

【請求項33】 前記被覆はイオン結合したイオンヘパリン被覆である、請求項25に記載のステント。

【請求項34】 前記被覆は端点付着したヘパリン被覆である、請求項25に記載のステント。

【請求項35】 前記被覆は光結合させたヘパリン被覆である、請求項25に記載のステント。

【請求項36】 前記被覆は多孔性であり、前記孔は、該孔からの薬剤の一定量の放出を許す大きさである、請求項25に記載のステント。

【請求項37】 前記被覆は体液によって溶解することができる、請求項25に記載のステント。

【請求項38】 前記被覆は薬剤を含有する、請求項25に記載のステント。

【請求項39】 前記ステントの前記孔内の前記薬剤は第1薬剤であり、前記被覆は第2薬剤を含有する、請求項25に記載のステント。

【請求項40】 前記被覆は前記ステントの多孔度を減少させるように形成される、請求項25に記載のステント。

【請求項41】 前記被覆は前記ステントの血液適合性を改善するように形成される、請求項25に記載のステ

ント。

【請求項42】 前記薬剤は抗血栓性材料である、請求項2に記載のステント。

【請求項43】 一群の前記薬剤はヘパリン、チクロピジン、クマジン、ジピリダモール、アスピリン及びフォースコリンである、請求項42に記載のステント。

【請求項44】 前記薬剤はGPIIb/IIIa 遮断薬である、請求項42に記載のステント。

【請求項45】 前記薬剤は血液凝固阻止薬である、請求項42に記載のステント。

【請求項46】 前記薬剤は抗繊維素薬である、請求項42に記載のステント。

【請求項47】 前記薬剤は抗血栓薬である、請求項42に記載のステント。

【請求項48】 前記薬剤は抗血小板薬である、請求項42に記載のステント。

【請求項49】 前記薬剤は抗増殖薬である、請求項42に記載のステント。

【請求項50】 前記薬剤は放射性材料である、請求項42に記載のステント。

【請求項51】 前記薬剤は血管活性薬である、請求項42に記載のステント。

【請求項52】 前記薬剤は内皮化を助長する、請求項42に記載のステント。

【請求項53】 前記薬剤は抗炎症薬である、請求項42に記載のステント。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、一般的に、薬剤入り人工器官又は移植組織に関する。更に詳細には、本発明は、患者の血管系内で半径方向に拡張でき且つ治療薬剤を移植部位に投与するステントのような薬剤入り血管内人工器官に関する。

【0002】

【従来の技術及び発明が解決しようとする課題】ステントは、血管又は他の解剖学的構造の管腔の部分を開いたままにし、そしてしばしばこれを拡張するように機能するほぼ円筒形の人工器官の移植組織である。それらは、裂かれた或いは傷つけられた動脈の内張りを支持し、これが流体通路を閉塞するのを防止するのに特に適している。血管内ステントは、冠状動脈狭窄の治療及びバルーン式血管形成後の再狭窄や閉鎖の発達の可能性を減少させるためにますます使用されている。ステントの成功を、血栓症、ステントの移植に続く新内壁増殖、平滑筋細胞移動及び増殖、動脈壁損傷、管腔開通性の全損失、血管内のステント径、ステント厚み、及びステント付き動脈の管腔の内張りへの白血球付着のような数多くの要因を評価することによって査定できる。しかしながら、関心のある主な領域は早期亜急性血栓症及び内壁増殖による血管の起こりうる再狭窄症である。

【0003】治療用の薬物学的な薬剤は、ステントの好結果の配置を改善するように開発され、薬剤はステント移植部位に投与される。以前は、普通の金属構造を有するステントは、局所的治療用の薬物学的な薬剤を、ステントで治療すべき位置で血管に投与することができなかった。薬或いは、次いで、薬剤を薬の投与のために放出することができる他の薬物学的治療物を含む治療薬剤を入れることができるポリマー材料がある。しかしながら、特にポリマー材料に薬剤を入れる場合に、ポリマー材料の薬の装入はポリマー材料の構造的及び機械的特性を顕著に減少させるので、これらのポリマー材料はステントの構造的及び機械的要求を満たすことはできない。金属ステントをポリマー材料で被覆し、ポリマー材料に薬剤を入れることは当該技術で知られてきた。変形例として、ポリマー材料のステントが金属構造で補強されてきた。これらのステント設計は、金属によってもたらされた補強なので、管腔を開いたままにするのに必要な強度を有する。ポリマー材料及び金属の両方で作られたステントは大きな半径方向輪郭を有する。というのは、ステントの金属部分で占められる部分が薬を吸収することも保持することもできないからである。ステントによって形成される管腔の生体内直径を増大させるようにするので、ステントの輪郭を減少させることが望ましい。かくして、薬をステントの輪郭を実質的に増大させることなく血管壁に投与する金属ステントを形成することが望ましい。本発明はこれらの要望を満たす。

【0004】

【課題を解決するための手段】概略的に且つ一般的にいうと、本発明は、金属で作られ且つ金属部分に孔又は多孔空所を有する移植可能な人工器官であって、治療薬のような治療薬剤を人工器官の構造的及び化学的特性を弱めることなく、孔に直接入れることができる、人工器官を提供する。本発明の1つの実施形態のステントは、バルーン式血管形成或いは硬化性疾患の新たな損傷の結果生じることがあるような特定の血管損傷部位に移植することができる。ステントの孔内の治療薬剤は再狭窄症及び組織炎症を治療し、且つ内皮化或いはステント移植の成功を損なうかもしれない他の病気又は状態を助長する。本発明の1つの実施形態では、ステントの孔は、ステント材料を金属粒子、フィラメント、繊維又は他の材料から焼結することによって形成される。ステントを、コイルに巻かれ或いは別の方法でステントに形成される焼結ワイヤから形成することができる。ステントを、拡張可能なステント構造にレーザー切断し或いは化学的にエッチングすることができる焼結円筒チューブ又は焼結金属シートから形成することができる。

【0005】加えて、ステントの金属の多孔度を、繊維性の粒子、フィラメント又はワイヤのような一般的に球形でない粒子を使用することによって増大させることができる。本発明の1つの実施形態では、織り合わせた繊

維及びフィラメントを所望の形状に織った後に焼結することができる。本発明の1つの実施形態では、ステントが金属ワイヤ、又は芯を形成し、第1軸線に沿って配向された第1粒子層、及び内側の粒子層から半径方向外方に配列された外側の粒子層からなるストラットから作られる。外層の粒子は内層の粒子よりも小さい直径を有する。芯は、ステントの中央部に、より大量の治療薬を許す。外側の小さいほうの直径の粒子は、治療薬が血管の壁に放出される量を調整する。大きいほうの直径の粒子により、より大きな多孔度の層が作られるので、より多くの治療薬を保有することができる。

【0006】他の実施形態では、中実芯及び多孔性の外側部分を有するステントを形成することが望ましい。これは、粒子を中実の非多孔性金属ワイヤに焼結することにより達成することができる。そのように形成されたステントは、ステントの構造を補強する中実芯を有し、それにより装置に強度を加える。ステントの表面に焼結させた多孔性粒子は投与のための治療薬を吸収する。本発明の1つの実施形態によれば、ステントが焼結金属シート又は焼結金属チューブで作られる。シート又はチューブを、ステントを拡張させ、かくしてそれを血管系に配置させるパターンに従って切断する。この実施例のステントパターンを焼結金属シート又は焼結金属チューブにステンシルで刷り、次いで、シートを所望の形状にレーザー切断によって切断することができる。変形例として、ステントをその所望の形状に化学的にエッチングすることができる。

【0007】本発明の他の実施形態によれば、ステントがその表面に被覆を受ける。ある適用例では、被覆は生体ポリマーであることが望ましく、他の適用例では、被覆は、好ましくは、合成ポリマー又はヒドロゲルである。被覆はまた、ヘパリンをイオン結合、端点付着又は光結合をによりステント表面に付着させたヘパリン被覆であってもよい。本発明の実施形態によれば、被覆は、好ましくは、薬剤を浸透させる。被覆の浸透性は、薬剤をステントに所望の流量で放出するように選択されるべきである。本発明の別の実施形態では、生物学的吸収性被覆がステントに付けられる。この被覆は体液によって溶解される。更にある適用例では、薬剤を、ステントに塗布された被覆に入れることが望ましい。1つの適用例によれば、好ましくは、ステントに入れられる同じ治療薬又は薬剤が被覆に入れられる。別の実施形態では、ステントによって保有される薬剤と異なる薬剤が被覆に入れられる。この形態では、2つの薬剤が続いて放出される。

【0008】本発明は、薬剤入り人工器官の使用方法も含む。本方法は、多孔性人工器官を準備し、治療薬を人工器官の孔に入れ、人工器官を適当な部位に位置決めし、且つ人工器官を部位に同定することからなる。別の実施形態では、本方法は、更に、治療薬を入れた後に被

覆をステントに塗布する段階を含む。本発明のこれら及び他の特徴は、本発明の原理を例示として示す添付図面と関連して、次のより詳細な説明から明らかになるであろう。

【0009】

【発明の実施の形態】図1を参照すると、1つの実施形態である人工器官が、管16の壁14に向かって半径方向に拡張可能な多孔性ステントである。治療薬剤がステントの孔18（図2を見よ）内に入れられる。治療薬剤は血管系に置かれるとき、ステントと接触する組織に投与される。1つの好ましい実施形態であるステントは多孔性であるステントワイヤで形成される。多孔性のステントワイヤの例は焼結金属ワイヤである。図2は本発明の1つの実施形態における使用に適した焼結ワイヤの部分的な顕微鏡的な図を示す。ワイヤは多孔性であり、いくつかの孔18を有する。空所は、サイズが、好ましくは、0.01 μm 乃至 20 μm の範囲である。好ましい1つの実施形態によれば、金属を、金属を焼結させる工程によって多孔性にする。焼結は、粒子を互いに結合させてその粒子を完全に溶解させないで凝集かたまりを形成する製造工程である。粒子は所望の形状に一体にプレスされ、或いは成形される。最初に、かなりの量の圧力を加えて、粒子を一体にプレスする。次いで、金属はその融点より僅かに下の温度まで加熱する。完全に溶解することなく、粒子は互いに結合する。空間が粒子の格子間に残り、この空間は孔18を形成する。

【0010】焼結金属の形成は、図3及び引続き図2を参照して示す。図3は金属粒子24の固く圧縮された格子の顕微鏡的な図である。粒子が加圧され且つ隣接した粒子と接触しているにもかかわらず、ギャップ26が各粒子間に存在する。粒子は、好ましくは、直径が0.02 μm 乃至 20 μm のサイズである。加熱前には、個々の粒子間に形成される化学的な結合はない。金属がその融点より僅かに下の温度まで加熱されると、粒子は隣りの粒子と結合する。粒子が焼結されると、固く圧縮された格子のギャップは孔18を形成する。かくして図2では、焼結工程によって形成された金属ステントワイヤはワイヤ全体にわたって延びる孔18を有し、それによって空所を相互に連結する。次いで、以下説明するように、空所を治療薬剤で満たすことができる。特定の金属を焼結する適当な圧力及び温度はその特定の金属に特有のものである。金属製作の当業者は、所定の金属又は合金を焼結する仕方を理解する。

【0011】実施形態の各々について、金属ステントの材料部材は、ステンレス鋼、タンタル、ニッケルチタン合金、プラチナ-イリジウム合金、モリブデン-レニウム合金、金、マグネシウム、又はそれらの組み合わせのような適当な金属で良いが、他の同様の材料も適する。金属を、周知の焼き戻し工程及び製造工程によって異なる硬さ、変化した剛性を示すように修正することが

できる。本発明の1つの実施形態によるステントを製造するときに、考慮すべき最も重要な要素の1つは金属の多孔度である。多孔度は焼結金属の孔の全容積を金属の全容積で除したものである。多孔度は所定寸法のステントに入れることのできる治療薬剤の量を決定する。高多孔度は、ステントがより多くの治療薬剤を投与することができる、或いはより密集していないのでより狭い外形を有することができることを意味する。本発明のいくつかの実施形態によれば、高多孔度は、金属の強度及び弾性に悪影響を及ぼす。その結果、一方では、ステントの強度と、他方ではステント外形及びステント装填能力との間に進行中のかね合いがある。

【0012】孔径は、孔を形成するギャップを作る粒子の粒径の関数である。図3に示される本発明の1つの実施形態では、粒子24は一般的に球形である。各孔18の径は、特にほぼ球形の粒子では、粒径に比例する。粒子24が均一な径のものでない場合は、小さいほうの粒子が大きいほうの粒子間のギャップを満たす傾向がある。かくして、そのような粒子で形成された金属の多孔度は、より均一な径の粒子が使用される場合よりも予想できない。孔径の一般的な均一性も、薬剤をステント全体にわたって均等に確実に分散させるのに重要である。孔のほぼ均一な分配は、ステントと接触している組織が治療薬剤の均等に分配された1回分を受け入れることを保証する。現在、ステントが管内に置かれる部位に投与される薬にはいくつかのタイプがある。粒子の層に結合しうる治療薬又は治療薬剤の例は、抗血小板物質、血液凝固阻止薬、抗繊維素薬、抗血栓薬及び抗増殖薬を含む。抗血小板物質、血液凝固阻止薬、抗繊維素薬及び抗血栓薬の例は、ヘパリンナトリウムに限られないが、低分子量のヘパリン、ヒルジン、アーガトロバン、フォースコリン、バビプロスト、プロスタサイクリン及びプロスタサイクリン類似物、デキストラン、D-フェープローアークロロメチルケトン（合成抗血栓薬）、ジピリダモール、グリコプロテインIIb / IIIa血小板膜レセプター抗体、組み換え型ヒルジン、トロンビン阻害薬（ピオゲンから利用可能）、及びセンターコール社によって登録商標「7E-3B」の下で販売されている抗血小板薬剤を含む。細胞増殖抑制薬又は抗増殖薬の例は、アンギオペプチン、ソマトスタチン類似物、登録商標「カプトプリル」（スクイブ社による）、「シラザプリル」（ホフマン-ラロシュ社による）及び「リシノプリル」（メルク&C社による）の下で取り扱われているもののようなアンジオテンシン変換酵素阻害薬、ニフェジピンのようなカルシウムチャネル遮断薬、コルヒチン、繊維芽細胞成長因子（FGF）拮抗薬、オメガ3脂肪酸のような魚油、その1つがメルク&C社によって登録商標「ロバスタチン」の下で販売されているHMG-COA還元酵素の阻害薬のようなコレステロール降下薬剤、メトトレキサート、単クローン性ホスホジエステ

ラーゼ阻害薬、プロスタグラジン阻害薬（グラクソウェルカム社から利用できる）、セラミン及びトリアゾロピリミジンのようなPDGF拮抗薬、セロトニン遮断薬、ステロイド、チオプロテアーゼ阻害薬、及び硝酸を含む。適当と思われる他の治療薬剤は、例えば、アルファインターフェロン及び遺伝子工学的上皮細胞を含む。

【0013】前述の治療薬剤は再狭窄症を防止し、或いはこれを治療するのに使用されており、その各々は、本発明の用途に等しく適用できる他の治療薬を開発することができるので、例示として認識され、そして限定として認識されない。管又は身体管腔を治療するのにそのような治療薬剤を使用することは当該技術で知られており、それは投薬量、投薬割合、及び適当な治療期間の計算のようなことである。1つの実施形態の治療薬剤は、好ましくは、液体形態であり、ステントを薬剤溶液に浸すことによってステント内に入れられる。治療薬剤は溶媒に溶解され、或いは液体混合物に懸濁される。もし懸濁液が使用されるならば、ステントの孔径は治療薬剤の懸濁粒子よりもかなり大きいことが重要である。懸濁した治療薬剤の粒径の10倍以上の平均孔径が適する。ステントを薬剤溶液に浸した後、治療薬剤はステントの孔に吸収される。次いで、薬剤入りステントを溶液から取り出し、患者の血管系に移植することができる。選択的に、薬を溶解させ或いは懸濁させる流体に圧力を加えることによって、治療薬剤をステントに入れることを容易にすることができる。加えられる圧力は、ステントの孔内への薬剤流体の流入を助ける。この技術を、流体をフィルターに押し通す物理的工程にリンクさせても良い。

【0014】治療薬剤は、ひとたびステント内に入れると、孔18を形成する粒子の外面と治療薬剤の粒子との間の表面張力の理由により適所にとどまる。図1に示すように、次いで、薬剤入り多孔性ステント12を動脈閉鎖部位13に配置し、拡張させる。拡張されたステントは管16の壁14に係合して、管の開通性を維持する。図2に示すように、ひとたび管内にはいると、治療薬剤は孔18から散布され、ステントと接触している管の壁組織に吸収される。従来技術の薬剤入りステントを超える本発明のステントの利点のうちの主なものはその輪郭及び強度である。焼結金属を含む金属は、治療薬剤を入れることのできるポリマー混合物のような合成材料よりも強い。かくして、薬剤入りステントが治療薬剤の適量を投与し且つ管の開通性を構造的に維持するためには、ステントの半径方向の輪郭は実質的に金属ステントの半径方向の輪郭よりも大きくなければならない。治療薬剤を有するポリマー材料を、金属ステントに被覆するかしないか、或いはステントを完全にプラスチック材料で作るかどうか、ということは真実ではない。

【0015】焼結金属は非焼結金属に匹敵する強度及び弾性を有する。焼結金属は更に、多孔性という追加の特

徴を有している。その結果、焼結金属ステントを、在来の金属ステントの輪郭に実質的に匹敵する輪郭で作ることができ、治療薬剤を孔に入れ且つ薬剤入りポリマー被覆の助けなしにステント移植部位へ投与することができる。加えて、生物学的吸収性である材料を含む多くの合成材料が部位の炎症を引き起こすことがある。ステントの孔に治療薬剤を直接入れた薬剤入り金属ステントは、おそらく、移植部位での炎症を引き起こしそうもない。図4は、本発明によって構成された別の実施例を示す。ステントは細長い粒子32、即ちフィラメント及び繊維で形成される。ほぼ球形の金属粒子が焼結金属を構成するのに使用されるときには、出来た多孔度は、典型的には、5%乃至30%の範囲である。粒子が細長くされるときには、これらのフィラメント又は繊維により、焼結させたとき30%よりも大きな多孔度をもたらし得ることができる。ステントを細長いフィラメント又は繊維で製作する技術は、球形の粒子又は粉末についての上述した方法と同様である。フィラメント又は繊維を型に入れて、加圧する。次いで、繊維を金属の融点よりちょっと下の温度まで加熱する。

【0016】球形粒子(図2に示されているようなもの)ではなく金属フィラメント又は繊維32で作られたステントは、粒子の不規則な形状のためにより大きな多孔度を示す。粒子を均一な形状の粒子よりも低密度に詰め込むことができるが、それにもかかわらず、不規則形状の粒子間の接触を維持して焼結を可能にすることができる。かくして、焼結金属の空間又は孔34は、球形粒子の焼結から生ずる孔18よりも大きくなる傾向がある。図4のフィラメントを使用するステントワイヤ30の強度は改善されている。というのは、焼結したとき、個々の成分がより大きな表面積と容積との比を有し、且つ球形粒子のときよりも多くの隣接する成分と接触するからである。かくして、各フィラメント又は繊維は、隣接したフィラメント又は繊維と結合するより大きな表面積を有する。かくして、重なり合ったフィラメント又は繊維のマトリックスが、より大きな多孔度及びより強い粒子内結合を示して形成される。

【0017】更に別の実施例では、ワイヤ繊維36が図5に示すように組織38に織られ或いは結び付けられている。個々のストランドは互いに作用し合う仕方で協力して、ワイヤ強度を補強する。加えて、ワイヤ繊維を、改良され且つ補強された強度を有する焼結金属シートの形態に或いは焼結金属チューブの形態に織ることができる。粒径及び粒子形状の他の組み合わせを採用して、異なる特徴を有するステントワイヤを形成することができる。図6に示す別の実施例では、ステントワイヤ42が、焼結粒子の内芯44及び外層46で形成される。外層は、内芯を形成する粒子の直径とは異なる直径を有する粒子で形成される。例えば、金属の芯は10 μ m乃至20 μ mの範囲の直径を有する粒子で形成される。2 μ m

m乃至5 μ mの範囲の直径を有する粒子が芯を取り囲む。大きいほうの粒子はより大きい孔52を有する芯を作る。これにより、高い多孔度をもたらし、かくして高い入り込み能力をもたらし、外層の小さいほうの粒子はより小さい孔54を形成し、これは管の組織への薬剤の散布量を減少させる。

【0018】治療薬剤が図6に示すステントワイヤ42で形成されるステントに入れられたとき、より大きな量をステントワイヤの芯44の大きいほうの孔52に貯えることができる。ステント内の治療薬剤は、ひとたびステントが管内に置かれると、ステントワイヤの外層46の小さいほうの孔54によって決定される量で投与される。そのような構造は、多量の治療薬剤を芯に貯えることができ、且つステントワイヤの孔がより均一な径のものである場合に達成されるであろうよりも低流量で治療薬剤を投与することができるものと期待される。その結果、この設計は、低投与量で長期間の薬剤治療が望まれる場合にふさわしい。変形例として、図7に示す本発明の別の実施形態によれば、ステントワイヤ56が焼結粒子58で形成される。中実の芯を囲む焼結金属粒子間に形成された孔62が治療薬剤を保持する。中実の芯及び多孔性の外層を有するステントの全体の多孔度は、同様の割合を有するが全体が焼結金属で構成されたステントワイヤの多孔度よりもずっと小さい。しかしながら、中実の芯は金属ステントの引張り強度及び弾力性を補強し、均一な粒子の焼結ステントよりかなり強い。かくして、最大の引張り強度及び弾力性が望しく、しかも比較的少量の治療薬剤が必要とされるに過ぎないような適用に対しては、中実の芯を有する焼結ステントを使用することが望ましい。

【0019】本発明の更に別の実施形態である焼結金属ステントを、前述の球形又はフィラメント状粒子で形成される材料で作ることができる。例えば、ステントを図8に示すように焼結金属シートで或いは焼結金属チューブで形成することができる。実施例によれば、金属粒子66を配列し、加圧して、シートにする。次いで、シートを前述のように粒子の融点より低い温度まで加熱する。焼結金属のシートは多孔性であり、多数の孔68を有する。ワイヤの多孔度及び孔径に適用する同じ原理が、シート又はチューブに形成される焼結金属に等しく適用される。金属シートからステントを形成する利点は、ステントが拡張されたときに金属格子にかなりの歪みを生じさせることなく半径方向に拡張することができることである。焼結金属のシート又はチューブを、例えば、連続CO₂レーザー、パルスYAGレーザー、又はエキサイマーレーザーのようなレーザーで、又はその代わりに化学的なエッチング又は打ち出しによって、金属構造メンバーを形成するように所望の形状に切断することができる。平らなシートから切断した場合、次いで、ステントを円筒形状に丸め、長手方向の縁に沿ってレー

ザー溶接する。

【0020】ステントを、金属シートで形成したステントについての当該技術で知られる特定のパターンに形成することができる。1つのそのようなパターンは巻かれてロックするデザインであり、図9に示す。シートを1つ又はそれ以上のスロット74を含むヘッド部分72を有するステント形態70にエッチングし、各スロットはそれに対応する多数のテール部分76を受け入れる。テール部分は、円筒形ループを形成するようにスロットに受け入れられる。各テール部分はヘッド部分のスロットに係合するようになった複数の歯78を有する。歯がスロットに係合するとき、テール部分は適所に保持され、ステント形態を拡張状態に保つ。加えて、穴80が、ステントの金属と空気の比率を減少させるためにステント全体にわたって形成される。管16の壁14と接触している金属が少なければ少ないほど、ステントは血液と融和しやすい。

【0021】配置に先立って、テール部分を「ゼリーロール」状に収縮位置へコイル巻きする。次いで、各テール部分を各スロットに通して、巻く。ステントの形態を、ステントを送り且つ移植するための当該技術で良く知られた原理に従ってバルーンによって拡張する。ステントの形態70を配置の間中バルーンによって拡張するので、ステントは巻きが戻り、歯78は所望の直径でスロットにロックして、ステントがその最初の収縮状態に戻るのを防止する。図9に示すコイル巻きしたステントの利点は、ステント70を、管の壁と接触する最小の表面積を有するようにエッチングできることである。コイル巻きしたシート金属ステントを、ワイヤステントと比べて、血管の壁との最大の表面積の接触を維持するように形成することができるので、血管の壁の全領域を治療薬剤でおおうことが望まれる場合に、これは重要な特徴であろう。

【0022】図10を参照すると、本発明の他の実施形態は、金属シート82の両側84及び86に焼結された粒子を有するシートである。図10のステントは、構造的に、ステントが中実の芯及び芯に焼結される多孔性の外層を形成する粒子を有する図7のステントと同様である。中実の芯は金属の強度を補強する。金属シートはまた治療薬剤が通れない障壁をなす。かくして、シートの上側84の孔92に入れられた治療薬剤は中実の芯から外方に第1方向に浸透する。中実ワイヤの下側の孔94に入れられた治療薬剤は、上側の孔に入れられた治療薬剤の方向と反対である第2方向90にだけ浸透する。図10に示すようなステントを円筒形態にループにして、管内に置く場合には、半径方向外方に向けられた上側84だけが管の壁に係合する。下側86は半径方向内方に面し、管の壁と接触しない。かくして、望ましくは、管の壁の組織を治療するために、第1治療薬剤を上側に入れることができる。管内を流れる血液の凝固を防止する

ために、第2治療薬剤を下側に入れることができる。加えて、ステントを、ステントの片側だけに粒子焼結されるように形成することができる。治療薬剤はステントの多孔側の焼結金属に入れられる。ステントを1つの多孔側だけで形成する場合には、治療薬剤をステントの壁の組織に投与するために、その側を半径方向外方に向けることができる。

【0023】図11は、本発明の1つの実施形態に従ったステントワイヤの断面図を示す。シートは複数の多孔空所又は孔98を有する。治療薬剤を焼結金属の孔に入れる。次いで、被覆100を焼結金属に塗布する。被覆を以下に説明するようないくつかの目的のために使用するのがよい。図12を参照すると、本発明の他の実施例が示され、この実施例では、ステントが、焼結の結果としてより大きい孔を形成するより大きい径の粒子108で形成される芯106を有する金属の焼結シート104で形成される。芯層106は、より小さい径の粒子114又はより小さい孔の形成をもたらす粒子で形成される2つの層110と112の間に挟まれる。そのようなシートは、大きいほうの径の粒子108の中間層又は芯層106をある平面に沿って配向することによって形成される。小さいほうの径の粒子の上層を、芯層と平行でそれよりも上の平面に配列する。粒子の下層を、芯層と平行でそれよりも下の平面に配列する。次いで、3つの層を一体にプレスし、単一のシートに焼結する。次いで、シートをステントの形態に切断し或いはエッチングすることができる。

【0024】本発明の利点の1つが、治療薬剤を血管に投与する目的のための被覆を必要としないステントを提供することであるけれども、治療薬剤が焼結金属の孔に入れられた後に被覆をすることは本発明の効用をくつがえすものではない。例えば、治療薬剤がステントの孔及びポリマー被覆にも入れられた場合には、ポリマー被覆の輪郭を減少させることができる。そのようなポリマー被覆が塗布されると、より多くの投与量の治療薬剤をステントの移植部位に投与することができる。金属の孔において治療薬剤をステントに入れ、次いで、ポリマー被覆を更にステントに塗布することによって追加の利点を得ることができる。たとえポリマー被覆をステントに塗布するとしても、輪郭を減少させ、しかもステントを補強する原理は依然として実現できる。というのは、同等の大きさを有する被覆された、すべてがポリマーのステントによって投与されるよりも多くの量の治療薬剤を、ポリマー被覆した焼結ステントによって投与することができるからである。

【0025】本発明の焼結金属ステントを被覆するポリマー材料は、好ましくは、治療薬剤を入れ、その後治療薬剤を放出することのできる生物学的分解性、生物学的吸収性ポリマーフィルムで構成される。ポリマー被覆は、限るわけではないが、好ましくは、ポリカプロラク

トン(PCL)、ポリ-DL-乳酸(DL-PLA)及びポリ-L-乳酸(L-PLA)又はラクチドから形成される。ポリオルトエステル、ポリイミノカーボネート、脂肪族ポリカーボネート及びポリフォスファゼンのような他の生物学的分解性、生物学的吸収性ポリマーも適しており、治療薬剤を担持し且つ投与することができる他の非分解性ポリマーも同様に適当であろう。非分解性合成ポリマーの例は、アドバンストサーフェステクノロジーオブビレリカ、MAによって商品名「パリレン」及び「パリラスト」の下に販売されているもの、ポリウレタン、ポリエチレン、ポリエチレンテトラフラート、エチレンビニルアセテート、シリコン及びポリエチレン-酸化物(PEO)である。1つの実施形態によれば、ポリマー層に、局所の薬物治療に使用される薬物学的薬剤を入れる。この説明で使用されるように、生物学的分解性、生物学的吸収性、再吸収性、分解性及び吸収性の用語は、これらの過程が加水分解の新陳代謝過程であろうと容積又は表面浸食であろうと、集散的に、壊れて、人体によって徐々に吸収され又は除去される材料を取り囲むことを意味する。前述の実施例の各々では、1つのポリマー層は、好ましくは、約0.051mm(0.002インチ)の厚さである。

【0026】好ましくは最初に、ステントを被覆するために使用される薄いポリマーフィルムを、投与すべき薬と混合し、次いで典型的には、金属構造部材の表面に積層させ又は溶媒注型される。積層工程法及び温度は、使用されるポリマー及び入れるた薬剤の温度感度に応じて広範囲に変えることができる。変形例として、ステントの金属構造を、溶媒注型、溶融工程、挿入成形及び浸液被覆によってポリマー材料層に包み込むことができる。本発明の1つの実施形態では、膜は生物学的吸収性であるが、治療薬剤はポリマーに装入させない。被覆は移植後に溶解し、そしてこれは治療薬剤を患者の血管系に放出する時間を遅らせる。被覆の厚さ並びに被覆が生物学的に吸収される量は、治療薬剤をステントの孔から投与する前にステントを血管に位置決めする時間の長さを決定する。ひとたび生物学的吸収性材料が完全に溶解されると、孔内の治療薬剤を孔径及び多孔度によって決定された量で投与することができる。

【0027】他の実施形態では、被覆は浸透性且つ非吸収性であることが好ましい。そのような状況では、薬剤が組織に浸透する量を、選ばれた特定の被覆の物理的特性によって調節する。加えて、被覆を、再狭窄、血栓症又は他の組織炎症を減ずるように選択しても良い。例えば、血液凝固を減少させるためのヘパリン被覆が当該技術で知られている。ヘパリンは、ステントに被覆されると、ステント表面の血液凝固を減少させる。ヘパリン被覆を、イオン結合、端点付着により或いはヘラピンを光結合させることによってステント表面に付着させる。更に別の実施形態では、第1治療薬剤が被覆内に入れら

れ、第2治療薬剤がステントの孔内に入れられる。これは、一連の薬剤投与量又は濃度を必要とする場合であろう。そのようなステントが血管系に置かれると、最初に第1治療薬剤がステントによって吸収され、遅れて第2治療薬剤が血管系によって吸収される。この変化は、ステント配置部位での連続的な薬物治療を可能にする薬物治療に更なる特質を加える。

【0028】本発明の特定の形態を図示し且つ説明したけれども、様々な変更を本発明の精神及び範囲から逸脱することなく行うことができることは、前述より明らかであろう。更に、請求項によるものを除き、発明を限定することを意図しない。

【図面の簡単な説明】

【図1】 図1は、本発明の1つの実施形態に従って製作されたステントを備えた血管の長手方向の断面図である。

【図2】 図2は、本発明の1つの実施形態に従って製造された多孔性ステントワイヤ又はストラットの部分拡大、部分切除の斜視図である。

【図3】 図3は焼結していない詰め込まれた粒子の拡大断面図である。

【図4】 図4は、本発明の1つの実施形態に従って製造された多孔性ステントワイヤ又はストラットの部分拡大、部分切除の斜視図である。

【図5】 図5は、本発明の1つの実施形態に従って製造された多孔性ステントワイヤ又はストラットの部分拡大、部分切除の斜視図である。

【図6】 図6は、本発明の1つの実施形態に従って製造されたステントワイヤ又はストラットの断面図である。

【図7】 図7は、本発明の1つの実施形態に従って製造されたステントワイヤ又はストラットの断面図である。

【図8】 図8は、本発明の1つの実施形態に従って製造された焼結ステントシートである。

【図9】 図9は、本発明の1つの実施形態に従った焼結金属シートで形成されたステントである。

【図10】 図10は、本発明の1つの実施形態の原理に従って製造された焼結金属シートの断面の部分切除の図である。

【図11】 図11は、本発明の1つの実施形態の原理に従って製造されたステントワイヤ又はストラットの断面図である。

【図12】 図11は、本発明の1つの実施形態の原理に従って製造された焼結金属シートを部分切除の断面図である。

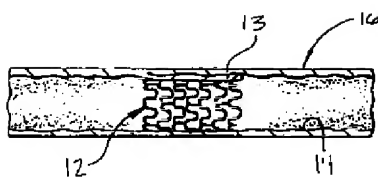
【符号の説明】

- 12 ステント
- 13 動脈閉鎖部位
- 14 壁

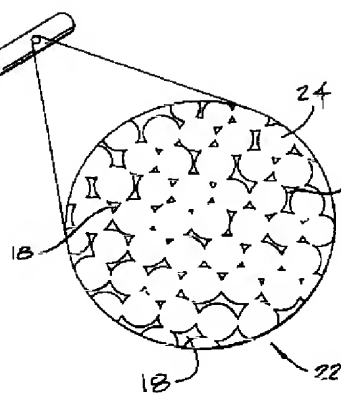
16 管
 18 孔
 22 格子
 24 金属粒子
 30 ステントワイヤ
 32 細長い粒子
 34 孔
 36 繊維
 38 構造
 42 ステントワイヤ
 44 内芯
 46 外層
 52 大きい孔
 54 小さい孔
 56 ステントワイヤ
 58 焼結金属
 62 孔
 64 シート
 66 金属粒子
 68 孔

70 ステント形態
 72 ヘッド部分
 74 スロット
 76 テール部分
 78 歯
 82 金属シート
 84 上側
 86 下側
 88 第1方向
 90 第2方向
 92 孔
 94 孔
 98 孔
 100 被覆
 104 シート
 106 芯
 108 大きい直径の粒子
 110 層
 112 層
 114 小さい直径の粒子

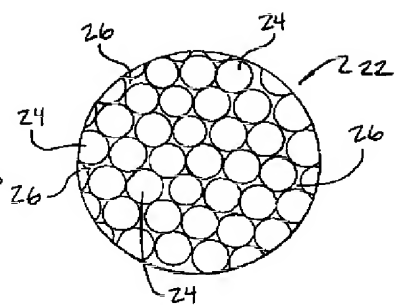
【図1】



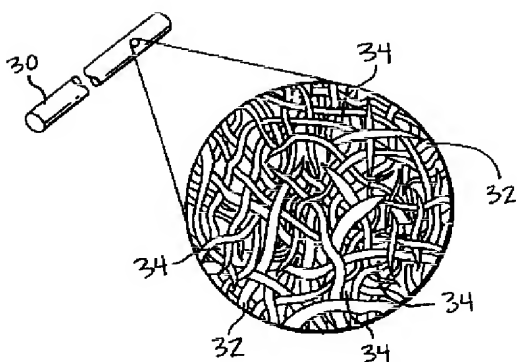
【図2】



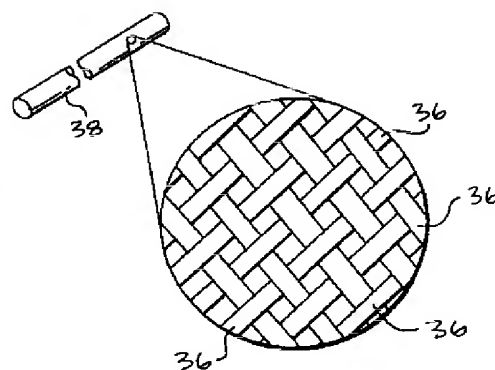
【図3】



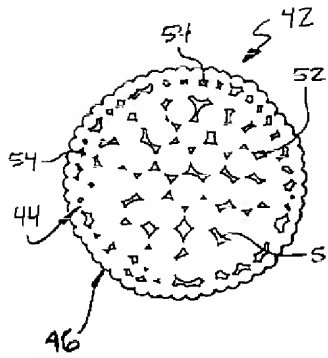
【図4】



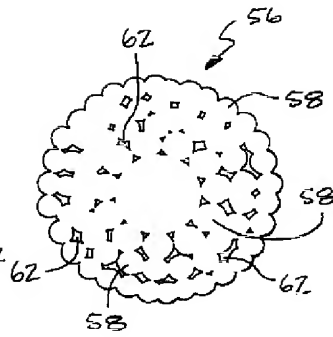
【図5】



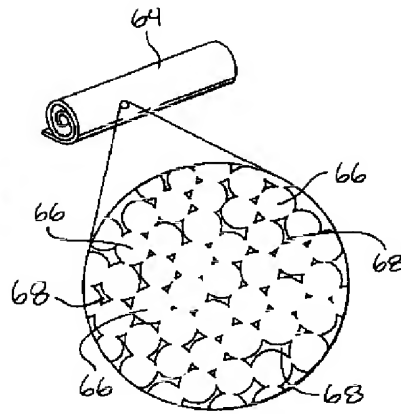
【図6】



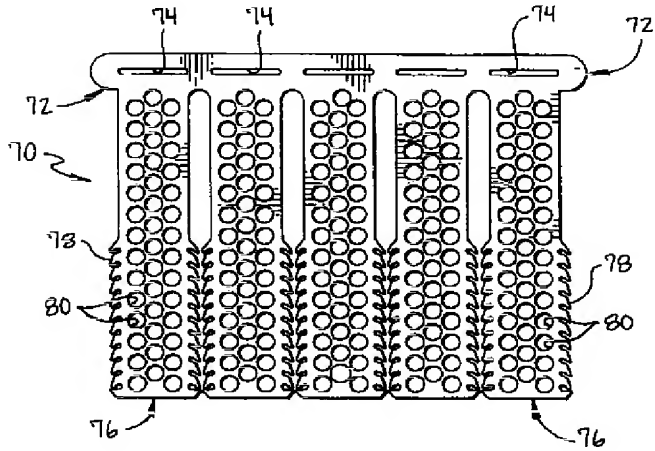
【図7】



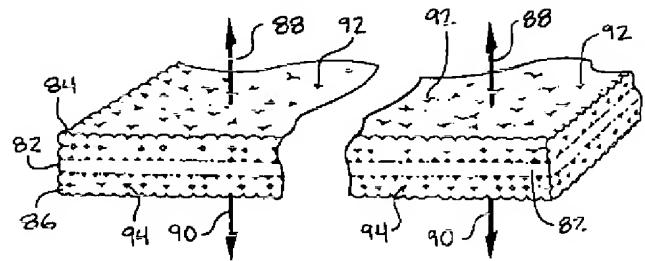
【図8】



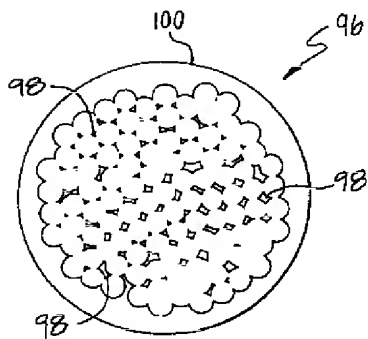
【図9】



【図10】



【図11】



【図12】

